

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-76233

(43)公開日 平成11年(1999)3月23日

(51)Int.Cl.⁶A 61 B 8/00
5/026

識別記号

F I

A 61 B 8/00
5/02

3 4 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数15 OL (全12頁)

(21)出願番号 特願平9-236363

(22)出願日 平成9年(1997)9月1日

(71)出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72)発明者 羽生 能行

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72)発明者 八重樫 光俊

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

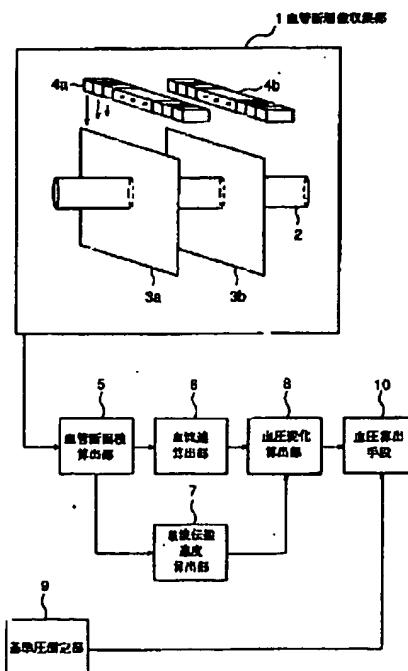
(74)代理人 弁理士 大塚 康徳 (外1名)

(54)【発明の名称】循環器情報計測システム

(57)【要約】

【課題】、非侵襲で血管の断面形状を計測し、血管壁の脈動を考慮した正確な血圧測定、及び循環器指標を算出することができる循環器情報計測システムを提供する。

【解決手段】動脈上の2ヶ所の血管の断面の形状3a, 3bを同時に検出する超音波振動子群4a, 4bと、検出された断面形状に基づいて、2ヶ所の断面の断面積を算出する断面積算出部5と、断面積算出部5により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出部6と、2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出部7と、血液の流速と、脈波の伝搬速度とに基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出部8と、特定の時相における血圧値と相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出部10とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 動脈上の少なくとも2ヶ所の血管の断面の形状を同時に検出する断面形状検出手段と、該断面形状検出手段により検出された断面形状に基づいて、前記2ヶ所の血管の断面積を算出する断面積算出手段と、前記断面積算出手段により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出手段と、前記断面形状検出手段により検出された2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から前記2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出手段と、前記流速算出手段により算出された血液の流速と、前記脈波速度算出手段により算出された脈波の伝搬速度とに基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出手段と、あらかじめ測定されている基準となる前記特定の時相における血圧値と前記相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出手段とを備備することを特徴とする循環器情報計測システム。

【請求項2】 前記流速算出手段は、前記2ヶ所の断面の断面積の時間微分と前記2ヶ所の断面の距離とから、前記2ヶ所の断面と血管壁により囲まれた部分の血液の平均流速を算出することを特徴とする請求項1に記載の循環器情報計測システム。

【請求項3】 前記断面形状検出手段は、前記動脈に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記動脈の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波検出手段からの出力信号を適切な閾値を基準として2値化する2値化手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の循環器情報計測システム。

【請求項4】 前記断面形状検出手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を画像信号に変換する変換手段をさらに備えることを特徴とする請求項3に記載の循環器情報計測システム。

【請求項5】 前記2値化手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を前記変換手段により画像信号に変換した後に、適切な画像濃度値を閾値として2値化することを特徴とする請求項4に記載の循環器情報計測システム。

【請求項6】 前記2値化手段は、超音波の入射方向と前記動脈の血管壁のなす角度に応じて前記閾値を設定する設定手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の循環器情報計測システム。

【請求項7】 前記2値化手段は、前記断面形状検出手段により検出された血管の断面形状と前記超音波の入射方向とに基づいて、該超音波の入射方向と前記血管壁のなす角度を演算する演算手段をさらに備えることを特徴とする請求項6に記載の循環器情報計測システム。

【請求項8】 血管に向けて超音波を放射する超音波放

射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記血管の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波の入射方向と血管壁のなす角度に応じて適切な閾値を設定して前記超音波検出手段からの出力信号を2値化する2値化手段と、該2値化手段により2値化された情報から得られた血管の断面形状の情報に基づいて循環器指標を算出する指標算出手段とを備えることを特徴とする循環器情報計測システム。

【請求項9】 前記2値化手段は、血管の収縮あるいは拡張により前記閾値を補正する閾値補正手段を備えることを特徴とする請求項3乃至8のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項10】 前記2値化手段は、血管の中心の直上を検出する血管直上検出手段を備えることを特徴とする請求項3乃至9のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項11】 前記血管直上検出手段は、血管の直上付近の生体表面に前記血管と交差する状態で接触する複数の感圧素子と、該感圧素子により検出される脈波から前記血管の直上部を検出する直上検出処理部とを備えることを特徴とする請求項10に記載の循環器情報計測システム。

【請求項12】 前記複数の感圧素子は、前記超音波検出手段を構成する複数の超音波振動子と略平行に配置されていることを特徴とする請求項11に記載の循環器情報計測システム。

【請求項13】 前記超音波放射手段と前記超音波検出手段とを血管上の複数ヶ所に配置し、複数の前記超音波検出手段により得られる複数ヶ所の血管壁の断面形状の変化の位相差から脈波の伝搬速度を求める脈波速度計測手段をさらに備えることを特徴とする請求項3乃至12のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項14】 前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化に基づいて脈波を計測する脈波計測手段を備えることを特徴とする請求項8乃至13のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項15】 前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化を検出する変位検出手段と、血管の壁面にかかる圧力を計測する圧力計測手段と、前記変位検出手段と前記圧力計測手段から得られた結果に基づいて血管の動的粘弾性を算出する動的性状算出手段とを備えることを特徴とする請求項8乃至14のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は非侵襲で連続的に生体の循環器情報を計測することができる循環器情報計測

システムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、患者の循環器の状態を把握するための循環器指標として、血流量、血管の拡張・収縮速度による粘弾性などの諸指標が利用されている。血流量の計測としては、生体の血管に対して超音波を照射し、血流により生じるドップラー信号を用いて血流速度を求め、血管の断面積との関係から、血流量を求める方法が知られている。

【0003】また、血管の拡張・収縮速度を求める方法としては、連続した画像データの輝度勾配を用いて速度ベクトルを求めるオプティカルフロー法が用いられている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、ドップラー信号を用いて血流速度を求め、血流量を求める場合、血流量を求めるために、その部位の血管の断面積を容易かつ連続的に算出する技術が望まれていた。また、上記のオプティカルフロー法においては、複雑な逐次計算が必要となるという問題点があった。

【0005】また、従来、血圧を計測する方法としては、主にカフを用いて生体の一部を圧迫し、得られる振動や音から血圧を計測する方法がとられてきた。しかしながら、手術後など数日にわたって血圧を計測する場合には、生体を圧迫することがかなりの精神的かつ肉体的な負担となっている。この問題を解決するために、超音波により血管内を伝搬する脈波の伝搬速度を計測し、血圧を計測する方法が、特開平7-241288号公報に開示されている。この方法では、

$$\Delta P = \rho C \Delta v$$

ここで、 ΔP ：圧力変化 ρ ：血液密度

Δv ：流速変化 C ：脈波伝搬速度

なる理論式を用いて血圧を求めている。この理論式は（（社）日本油空圧学会編：新版油空圧便覧、第1編、第3章、24-25、オーム社、1988）に開示されている。しかし、この理論式は血管壁に変化のないことを仮定した式であり、管壁の影響が考慮されていないという問題点があった。

【0006】したがって、本発明は上述した課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、非侵襲で血管の断面形状を計測でき、それに基づいて循環器指標を算出することができる循環器情報計測システムを提供することである。また、本発明の他の目的は、非侵襲で血管の断面形状を計測でき、血管壁の脈動を考慮して正確な血圧を測定することができる循環器情報計測システムを提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係わる循環器情報計測システムは、動脈上の少なくとも2ヶ所の血管の断面の

形状を同時に検出する断面形状検出手段と、該断面形状検出手段により検出された断面形状に基づいて、前記2ヶ所の断面の断面積を算出する断面積算出手段と、前記断面積算出手段により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出手段と、前記断面形状検出手段により検出された2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から前記2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出手段と、前記流速算出手段により算出された血液の流速と、前記脈波速度算出手段により算出された脈波の伝搬速度に基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出手段と、あらかじめ測定されている基準となる前記特定の時相における血圧値と前記相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出手段とを備備することを特徴としている。

【0008】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記流速算出手段は、前記2ヶ所の断面の断面積の時間微分と前記2ヶ所の断面の距離とから、前記2ヶ所の断面と血管壁により囲まれた部分の血液の平均流速を算出することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記断面形状検出手段は、前記動脈に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記動脈の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波検出手段からの出力信号を適切な閾値を基準として2値化する2値化手段とを備えることを特徴としている。

【0009】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記断面形状検出手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を画像信号に変換する変換手段をさらに備備することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を前記変換手段により画像信号に変換した後に、適切な画像濃度値を閾値として2値化することを特徴としている。

【0010】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、超音波の入射方向と前記動脈の血管壁のなす角度に応じて前記閾値を設定する設定手段を備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、前記断面形状検出手段により検出された血管の断面形状と前記超音波の入射方向とに基づいて、該超音波の入射方向と前記血管壁のなす角度を演算する演算手段をさらに備えることを特徴としている。

【0011】また、本発明に係わる循環器情報計測システムは、血管に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記血管の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波の入射方向と血管壁のなす角度に応じて適切な閾値を設定して前記超音波検出手段からの出力信号を2

値化する2値化手段と、該2値化手段により2値化された情報から得られた血管の断面形状の情報に基づいて循環器指標を算出する指標算出手段とを具備することを特徴としている。

【0012】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、血管の収縮あるいは拡張により前記閾値を補正する閾値補正手段を備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、血管の中心の直上を検出する血管直上検出手段を備えることを特徴としている。

【0013】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記血管直上検出手段は、血管の直上付近の生体表面に前記血管と交差する状態で接触する複数の感圧素子と、該感圧素子により検出される脈波から前記血管の直上部を検出する直上検出処理部とを備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記複数の感圧素子は、前記超音波検出手段を構成する複数の超音波振動子と略平行に配置されていることを特徴としている。

【0014】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記超音波放射手段と前記超音波検出手段とを血管上の複数ヶ所に配置し、複数の前記超音波検出手段により得られる複数ヶ所の血管壁の断面形状の変化の位相差から脈波の伝搬速度を求める脈波速度計測手段をさらに具備することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化に基づいて脈波を計測する脈波計測手段を備えることを特徴としている。

【0015】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化を検出する変位検出手段と、血管の壁面にかかる圧力を計測する圧力計測手段と、前記変位検出手段と前記圧力計測手段から得られた結果に基づいて血管の動的粘弾性を算出する動的性状算出手段とを備えることを特徴としている。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について、添付図面を参照して詳細に説明する。

(第1の実施形態) 図1は本発明の循環器情報計測システムの第1の実施形態としての血圧測定装置の構成を示した図である。

【0017】図1に示すように、血管断層像収集部1は同一の血管2の近接した2点の超音波断層像3a, 3bを収集するための超音波振動子4a, 4bから構成される。収集された断層像4a, 4bは血管断面積算出部5に伝達され、血管の断面の抽出処理がおこなわれる。血管断面積算出部5で算出された血管の断面積は、血流速算出部6と脈波伝搬速度算出部7に伝達される。血流速

算出部6は、断面積と2点間の距離から、血液の流速を求める。脈波伝搬速度算出部7は、2点間の断面積の時間変化の位相差から脈波伝搬速度を求める。血流速算出部6と脈波伝搬速度算出部7によって算出された血流速と脈波伝搬速度が伝達されて、以下の換算式に代入される。

【0018】

$$P - P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$$

ここで、P: 血圧、P0: 最低血圧(拡張期血圧)、
 ρ : 血液の比重、C0: 拡張期末期の脈波伝搬速度、
 v : 血管の断面内の平均流速である。上記の式により、
 最低血圧を基準とする相対値が算出され、血圧変化算出部8に出力される。一方で基準圧測定部9で計られたある時点における血圧の絶対値が血圧算出部10に送られ、血圧算出部10において、血圧値が連続的に算出される。

【0019】図2に血管断層像収集部の構成を示す。超音波振動子群4aはa1からan、超音波振動子群4bはb1からbnのそれぞれn個(nは自然数)の超音波振動子で構成されている。超音波振動子群4aと超音波振動子群4bは距離しだけ離れて平行に配置されている。まず、超音波振動子4aのa1から超音波が動脈2に向けて発射され、動脈壁などで反射した信号が同一の振動子によって検出される。この一連の動作をa1からanまで続けることにより、超音波断層像3aが得られる。動脈断層像3aが得られた後、動脈断層像3aを得たのと同様の操作をおこなうことにより動脈断層像4bを得る。

【0020】なお、ここでは簡単のため、a1, a2, ..., anと1個ずつの超音波振動子が送受信をおこなって断層像を得ると説明したが、アレイプローブを用いる一般的な超音波診断装置と同様、複数個の振動子によるビームフォーミングによって断層像を得ることも可能である。ビームフォーミングとはアレイ内の位相もしくは遅延の分布を制御して目的の性状の超音波ビームを形成することである。

【0021】動脈断層像を収集する方法に関しては、動脈断層像が得られる限り、任意である。また、本実施形態では超音波振動子群4aで断層像が得られた後に、超音波振動子群4bで断層像を得たが、断層像を得ることができる限り、断層像を同時に求めてもよいし、断層像の収集順序、振動子群の数、断層像の形状などの条件が任意であることはあきらかである。また、超音波振動子群を構成する超音波振動子についても、個数、配置の仕方、大きさ、発射される周波数などの条件に関しても、本発明の趣旨に反しない限り、任意の値に設定することが可能である。

【0022】得られた断層像4a, 4bは、血管断面積算出部5に伝達される。図3は血管断面積算出部5の構成を示した図である。伝達された断層像はフレームメモリ11a, 11bに蓄えられている。この画像を2値化

処理部12で2値化することで、血管壁を抽出する。血管に超音波を照射した場合、血管壁と血管内部との境界部分では強い反射が起こる。一方、血管内は成分が一様であるため、音響インピーダンスの変化が少なく、反射波が弱い。よって、反射波の強いほど、白黒の高い階調値を割り当て、反射波の弱いものを、白黒の低い階調値を割り当てて画像化する場合、血管壁と血管内部との境界部分が白っぽく、血管内は階調が低い、つまり黒っぽい画像となる。この性質を利用して、ある階調値を閾値として、それ以上のものを白、つまり最高の階調値とし、それ以下のものを黒、つまり最低の階調値とする処理（2値化処理）を行なう。この2値化処理は、画像処理の分野で一般的に用いられている。

【0023】2値化処理によって血管内部が黒く描出された映像から、血管形状算出部13で血管内部の面積、血管径を求め、血流速算出部6と、脈波伝搬速度算出部7に伝達する。なお、血管の断層像を時間経過に伴って連続的に求めることにより、血管の断面形状の時間変化を求めることができる。図4の実線で示した图形のように、血流速算出部6では、超音波振動子群4a, 4bによって血管の断面14a, 14bの断面積（時間経過とともに変化する測定データ） $S_a(t)$, $S_b(t)$ を求

$$\partial S / \partial t + \partial (v S) / \partial x = 0$$

が成り立つ。（1）式から、

$$\partial (v S) / \partial x = - \partial S / \partial t$$

となる。（2）式を、 x について区間 $[x, +\infty]$ で積分すると、

$$\lim_{x \rightarrow \infty} v(x, t) = 0 \quad (\because \text{十分遠方では } v \text{ は十分小さいため})$$

【0028】であり、かつ、

【0029】

【数3】

$$\lim_{x \rightarrow \infty} s(x, t)$$

$$- v s = - \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$\therefore v = \frac{1}{s} \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (3)$$

【0032】となる。流量 $Q(x, t)$ は、 v, S の定義

$$Q(x, t) = v(x, t) S(x, t) \quad (4)$$

であるから、（3）式を代入して、

【0033】

【数5】

$$Q(x, t) = \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (5)$$

【0034】となる。（5）式より、 $x = x_1$ における流量 $Q(x_1, t)$ は、

【0035】

【数6】

め、そのデータからA点、B点における断面内の平均流速 v を、

【0024】

【数1】

$$v = \frac{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)}{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)} L$$

【0025】ここで、 L はA点とB点の間の距離により求める。なお、記号の上の「 \cdot 」は、時間微分を示す。ここで、上式が有効であることを説明する。動脈中での流れでは、血管の半径方向の速度勾配や圧力勾配は無視してさしつかえない。この場合には、流れとしては管軸方向の平均速度だけを考えればよい。ただし、血管の断面積（従って半径）の変化は考慮する。このようなモデルを準1次元モデルとよぶ。

【0026】図5に準1次元モデルの座標系を示す。ここで血管の管軸を x 軸とする。また血管の断面積を $S(x, t)$ とする。前述の測定点（2断面）の位置を $x = x_1, x = x_2$ とする $(x_1 < x_2)$ 。従って、 x_2 が下流側である。また、 $x = 0$ は、心臓の駆出部と考える（ただし、他の任意の点としてもよい）。準1次元流れでは、連続の式

$$(1)$$

$$(2)$$

【0027】

【数2】

【0030】が有限の値であることから、

【0031】

【数4】

より、

$$Q(x_1, t) = \int_{x_1}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$= \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial s}{\partial t} dx + \int_{x_2}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (6)$$

【0036】となる。 T を拍動の周期より短い時間として、測定したい時間が、区間 $[0, T]$ だとすると、今考えている流れでは、心臓が1回拍動して、次の拍動までの期間では単一波とみなせるので、

$$x_2 \leq x < \infty, 0 \leq t \leq T$$

において、Sは脈波が到達していないため時間変化せず、Sはxのみの関数である。従って、(5)式の第2項は、

【0037】

【数7】

$$\int_{x_1}^{\infty} \frac{\partial S}{\partial t} dx = 0 \quad (7)$$

$$S(x, t) = (x+a) f(t)$$

ここで、aは定数

と直線近似できる。従って、

【0041】

【数9】

$$\frac{\partial S}{\partial t} = (x+a) \dot{f}(t) \quad (10)$$

【0042】となる。(10)式を(8)式に代入して、

【0043】

【数10】

$$\begin{aligned} Q(x_1, t) &= \dot{f}(t) \int_{x_1}^{x_2} (x+a) dx \\ &= \dot{f}(t) \left[\frac{1}{2} x^2 + ax \right]_{x_1}^{x_2} \\ &= \dot{f}(t) (x_2 - x_1) \left\{ \frac{1}{2} (x_1 + x_2) + a \right\} \quad (11) \end{aligned}$$

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t) (x_2 - x_1) \frac{1}{2} (x_1 + x_2 + 2a)}{(x_1 + a) f(t)} \quad (12)$$

【0046】となる。x1, x2に比べて、x2 - x1は十分小さいので、
 $x_1 + x_2 + 2a \approx 2(x_1 + a)$

と近似できるため、(12)式は、

【数12】

【0047】

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} (x_2 - x_1) \quad (14)$$

【0048】となる。

$$L = x_2 - x_1 \quad (15)$$

であるから、(14)式は、

【数13】

【0049】

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} L \quad (16)$$

【0050】となる。(9)式より、

$$S(x_1, t) = (x_1 + a) f(t) \quad (17)$$

$$S(x_2, t) = (x_2 + a) f(t) \quad (18)$$

である。上式の差をとると、

$$S(x_2, t) - S(x_1, t) = f(t) L \quad (19)$$

また、

$$S(x_1, t) = Sa(t) \quad (20)$$

$$S(x_2, t) = Sb(t) \quad (21)$$

【0038】となる。よって、

【0039】

【数8】

$$Q(x_1, t) = \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial S}{\partial t} dx \quad (8)$$

【0040】となる。区間[x1, x2]の間隔が十分小さいため、区間[x1, x2]において、Sはxについて単調増加または単調減少であるから、

(9)

【0044】となる。(4)式より、

$$v(x_1, t) = Q(x_1, t) / S(x_1, t)$$

であるから、この式に(9)式、(11)式を代入して、

【0045】

【数11】

であるから、(20)式、(21)式を(19)式に代入して、
 $s_b(t) - s_a(t) = f(t)L$

となる。(22)式を両辺微分して、

【0051】

【数14】

$$\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t) = f(t)L \quad (23)$$

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)}{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)} L \quad (24)$$

【0054】となる。(24)式により、 $x = x_1$ における平均流速が求められた。また、 $x = x_1$ での流量 $Q(x_1, t)$ は、(4)式より、

【0055】

【数16】

$$Q(x_1, t) = s_a(t) \frac{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)}{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)} L$$

【0056】である。図4に示すように実際の血管においては、点線15a, 15bのような形状をとっている可能性があり、直線近似による誤差を減らす改良として、2断面間の距離を短くする方法、あるいは超音波振動子をマトリックスアレイとすることで正確な値を得る方法や、実際の曲線つまり、点線によく合致する曲線で側面部分を仮定し、積分をおこなうことなどの改良が容易に思いつくが、これらはすべて、本発明の範囲であることは明らかである。

【0057】脈波伝搬速度算出部7では、A点、B点で生じる断面積の時間変化の時間遅れ(位相差) τ で、A点、B点間の距離を割ることにより、

$$C_0 = L/\tau$$

として脈波伝搬速度 C_0 を求める。血圧変化算出部8では、理論式

$$P - P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$$

に、伝達された流速、脈波伝搬速度を代入する。この式は、(菅原基晃、桜井泰久ら：“動脈中の脈波の非線形理論”、医用電子と生体工学、11巻、3号、180-189、1973)に記載されている。

【0058】以上の処理により、基準圧測定部9で計られた時相の血圧値を元に血圧算出部10で連続的に血圧を算出することが可能である。この基準圧の測定には一例として、カフ式自動血圧計(ある時間内の血圧を1回のみ測定する1点測定)などにより最低血圧をあらかじめ求めておいて設定する方法がある。また、基準圧は最低血圧に限らず、同一時刻での圧力値とそのときの血圧変化算出部出力が得られれば設定可能である。

【0059】算出された血圧値は使用者の必要に応じて、値を表示する液晶モニターなどの表示装置や、記録用の記憶媒体、プリンタなどに適宜出力することが可能となる。なお、上記の説明では、生体内で反射された超

音波を超音波振動子4a, 4bが受信した信号を画像信号に変換した後に2値化するように説明したが、超音波振動子4a, 4bから出力された受信信号を対数増幅し、検波した信号を2値化してもよい。

【0060】(第2の実施形態)第1の実施形態では、血管断面積算出部5はある固定の閾値で2値化し、血管を2値画像として抽出したが、血管断面積の算出に関してはこの方法に限らない。図6は超音波信号と血管の壁面16の関係を示している。この図に示すように、血管の中心の直上にあるCm番目の超音波振動子から発せられる超音波は血管壁の接線に対して垂直に入射するため、同じ振動子Cmによって検出される反射波が大きい。しかしながら、直上から離れた場合には、振動子から発せられた超音波が血管壁の接線に対して斜めに入射するため、検出される反射波はCmに比べ弱くなってしまう。なお、複数個の振動子によるビームフォーミングをおこなう場合には、超音波ビームの中心軸が血管の中心に近い場合に反射波が大きく、血管の中心から、離れるほど反射波が小さくなる。

【0061】血管の中心の直上にあるCm番目の超音波振動子での反射波の強度が、図6(b)で示す形状であるとする。血管壁に対応する部分がY_a, Y_bであり、Y_kの部分がノイズであるとする。この場合、血管壁をうまく抽出するためには、閾値をノイズのピークより高く、血管壁のピークより低い、 α 2程度に設定するのが望ましい。

【0062】しかしながら、図6(c)では超音波振動子が血管の中心の直上にないため、血管壁の部分の反射波の強度が弱く、上述の閾値 α 2に達しておらず、閾値が α 1から α 3の間の値でなければならぬという問題が生じ、ノイズのある場合には、固定の閾値を用いた2値化ではうまく血管壁を抽出できないことがある。この問題を解決する方法として、本実施形態においては、超音波の血管壁の接線に対する入射角に応じて閾値を変化させる方法を示す。

【0063】図7は本実施形態における血管断面積算出部の概略構成を示す図である。血管直上検出部18は、どの素子が血管の直上にきているかを検出する。図8に血管直上検出部の構成を示す。図6の超音波振動子群3cにより得られた画像が、表示用のモニター21に映し

出される。モニターには超音波振動子群3cの中心あるいはその付近にある振動子より得られた画像が画面上のどの部分に表示されているかを指示するマーク22が表示されており、操作者はこのマーク22に血管像の中心が一致するように、プローブを移動させる。中心からずれた血管像23aが、中心のマークと一致する血管像23bの位置に来るようプローブの位置を調整し終えた後、操作者が検出終了確認ボタンを押すと、計測を開始する。換算部19はフレームメモリ17から呼び出されたデータが、超音波振動子群のどの振動子から得られたデータであるかを、フレームメモリ17のアドレスにより計算し、閾値変化2値化部20に伝達する。閾値変化2値化部20は上述の換算部から出力されるデータにより、閾値を変化させて2値化する。

【0064】閾値変化2値化部20により設定される閾値は、必ずしも血管壁に対する超音波信号の入射角のみによって決められるものではない。実際には、測定条件や被験者などによっても変化する。よって、閾値変化に適当な補正項をつけることは本発明の趣旨に反するものではない。抽出した血管壁から、血管の断面積S、血管内半径r、あるいはその時間変化から血管状態などを求めることが可能である。

【0065】血管壁のヤング率を反映し、動脈硬化の指標とされる脈波伝搬速度を求める方法を示す。図9は脈波伝搬速度を求める際の構成図(a)及び得られる波形(b)を説明する図である。超音波振動子群を距離しだけ離して、動脈上に配置する。それぞれの超音波振動子群から得られた断層像から本実施形態の上記の手法により、断面積を求める。得られた波形は、図9(b)に示すように、脈動を反映した波形となる。2つの断層像3a, 3bにみられる断面積変化の時間遅れ(位相差)をτとすると、脈波伝搬速度Cは $C = L/\tau$ で求めることができる。通常、脈波伝搬速度は頸動脈波と股動脈波の時間差により、求められるが、頸動脈と股動脈の間に存在するすべての血管の硬化度を反映したものである。従って、本方法によって、局所的な脈波伝搬速度を計測することができる。動脈硬化の進行の進んだ部位の特定などのより詳細な診断が可能となる。

【0066】また、図9(b)の断層像3aの断面積の変化の周期τ1から、一分あたりに換算した脈拍数RRを $RR = 60/\tau_1$ という換算式で求めることができる。さらに、2つの断層像3a, 3bから血流量や断面内平均流速を求めることが可能である。これらを求める方法は第1の実施形態で既に述べた。また、血圧計測技術を組み合わせると、さらに直接的に血管の弾性率を求めることができ、動脈硬化度を評価する上で有効な計測が可能となる。動脈硬化の指標として、圧力弾性率Epが、

$$Ep = \Delta P / (\Delta r / r)$$

で定義されている。この指標を特開平4-329938

号公報では、血管内に挿入するカテーテルで圧力、血管径を求めており、本実施形態に記載された方法を用いれば、非侵襲に計測することができる。上記の脈拍、脈波伝搬速度、圧力弾性率以外にも、血管壁の厚み、血管壁の脈動速度など、抽出した血管壁の断面形状の時間変化から様々な循環器の情報を得ることが可能であると考えられるが、これらはすべて本発明の範囲であることは明らかである。

【0067】(第3の実施形態) 第2の実施形態においては、血管の中心の直上を検出する直上検出を、操作者が手動でおこなう方法を示したが、これ以外の方法で血管の直上を特定することも可能である。本実施形態では、感圧素子を用いた直上検出の方法を示す。図10は、血管2の中心を求めるための感圧素子群の概略構成を示す図である。感圧素子群31をカフ等の押圧部で押し込むことで、血管を圧迫し、図のように平坦に変形させることで、圧力値が感圧素子群31に伝わる。伝わる圧力の最大を示す部分を血管の直上とする。

【0068】ここでは、伝わる圧力の最大値をとる部分を直上としたが、これは圧迫法、圧迫強度、血管の位置などによっても異なるので、直上の判断を示す方法を条件に応じて改良することは、任意である。図11は上記の直上検出手段の構成の一例を示す図である。超音波振動子群4eと感圧素子群31を平行に配置している。まず、血管像を計測する前に、感圧素子群31を適度な圧力で生体に押しつけ、圧波形とともに感圧素子群31のどの圧力素子が、血管の直上にあるかを判定する。この直上の判定は血管の脈動によって時間変化する各圧力素子の圧波形を比較し、もっとも大きくなる感圧素子を直上とする。直上であるとされた感圧素子に近接している超音波振動子を、直上の超音波振動子と判断する。直上の検出が終了した後は、血管の扁平をさけるために圧迫をゆるめることも可能である。

【0069】第2の実施形態においては、超音波の入射角により閾値を変化させるとしたが、これは必ずしも、入射角のみ(たとえば入射角の正弦との比例関係のみ)で閾値が決定されると限定しているものではない。各振動子から得られる超音波の映像に対して、逐次、入射角を計算することが機器の構成上煩雑で困難である場合には、血管の直上の超音波振動子により受信された超音波信号からなる映像部分を入射角0度と設定し、これを基準として、その振動子から離れるに従って、直線的、曲線的など任意の波形で閾値を変化させるという方法をとることも可能である。つまり、1あるいは数箇所の入射角の情報を利用するという簡易的な方法を用いることも、本発明の範囲内である。

【0070】図12は閾値の設定の例を示した図である。図12(a)では直上の血管部分の閾値をβ1とし、直線状に閾値を変化させ、直上からraだけ離れたところの閾値がβ2となるように閾値を設定している。

しかしながら、同じ血管においても脈動がある場合には、拡張期と収縮期においては、設定すべき閾値を変えるのが適当である。従って、図12(b)では34aで示すように血管の拡張している場合には実線のように、34bで示すように収縮している場合には点線のようにと、脈動に応じて閾値を変化させる方法をとっている。具体的には、心電図、心音などのデータから、拡張、収縮期を知る拡張・収縮検出部を設けて、そのデータにより閾値を変化させる方法が考えられる。

【0071】なお、上記のように閾値を入射角に応じて直線状あるいは曲線状に変化させ、且つ、この直線状あるいは曲線状の閾値の変化曲線全体を、ボリューム等により平行に上下動できるようにしておき、操作者が画面上の血管断面の2値化画像を見ながら、血管壁がもっとも鮮明に見えるようにボリュームを調整するようにしても良い。

【0072】以上の実施形態に示したように、血管の状態に応じて適切な閾値を設定することにより、動脈の血管壁を抽出し、血管壁の映像から種々の循環情報の計測をおこなうことが可能となる。なお、本発明による装置を、他の装置の一部として利用することは、本発明の趣旨に反しない限り、任意である。たとえば、超音波診断装置に本発明による装置を連動させ、抽出した血管壁を超音波像に重ねてモニタ表示したり、得られた数値をモニタの画面や用紙に出力することは本発明の範囲であることは明らかである。

【0073】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管壁の脈動による管壁の動きを考慮した理論式をもち

いて、血圧を連続的かつ非侵襲に測定することができる。また、超音波断層像から血管壁部分を抽出できる構成を用いることにより、非侵襲に血管、血流状態などの循環器指標を計測できる循環器情報計測システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の循環器情報計測システムの第1の実施形態としての血圧測定装置の構成を示した図である。

【図2】血管断層像収集部の構成を示す図である。

【図3】血管断面積算出部の構成を示した図である。

【図4】血管の一部を拡大して示した模式図である。

【図5】準1次元モデルの座標系を示す図である。

【図6】超音波信号と血管の壁面の関係を示した図である。

【図7】第2の実施形態における血管断面積算出部の概略構成を示す図である。

【図8】血管直上検出部の構成を示す図である。

【図9】脈波伝搬速度を求めるための構成を示す図である。

【図10】血管の中心を求めるための感圧素子群の概略構成を示す図である。

【図11】血管の直上検出手段の構成の一例を示す図である。

【図12】閾値の設定の例を示した図である。

【符号の説明】

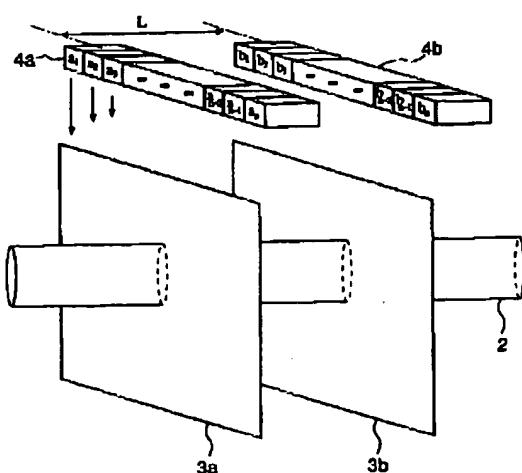
1 血管断層像収集部

2 血管

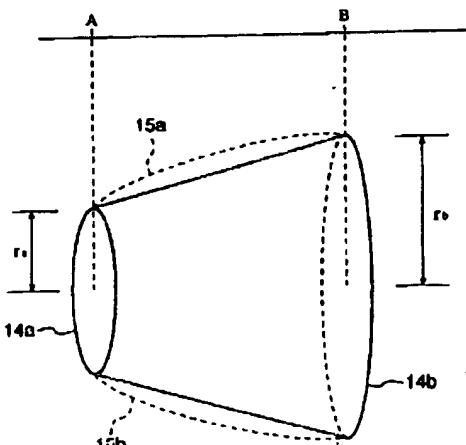
3a, 3b 超音波断層像

4a, 4b 超音波振動子群

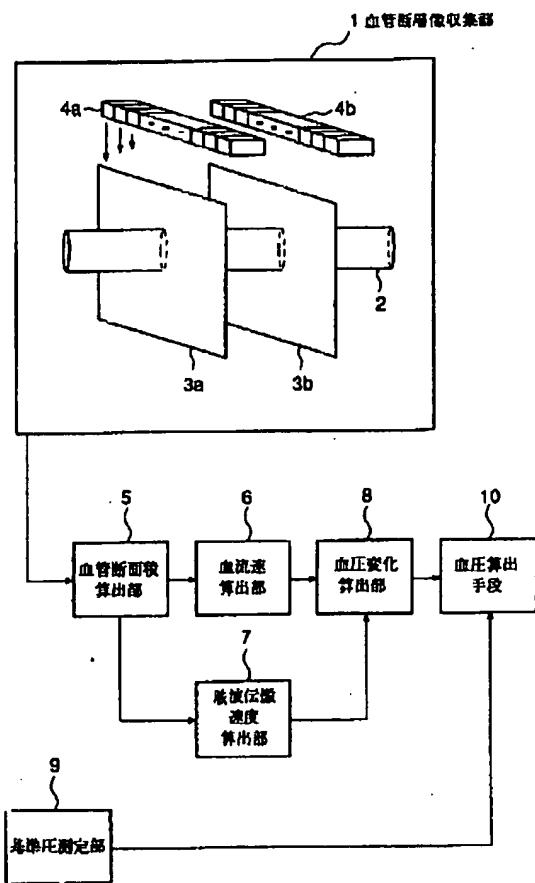
【図2】



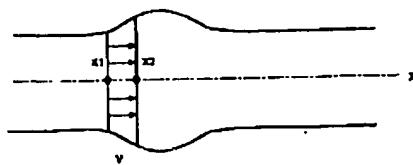
【図4】



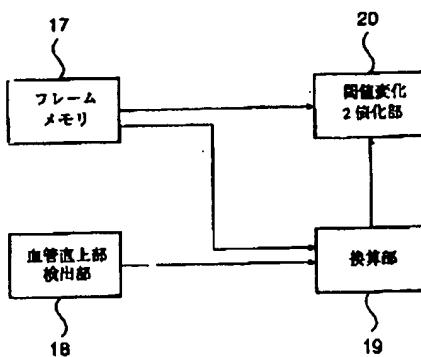
【図1】



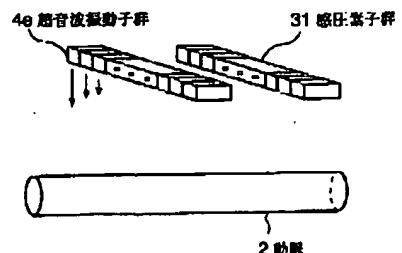
【図5】



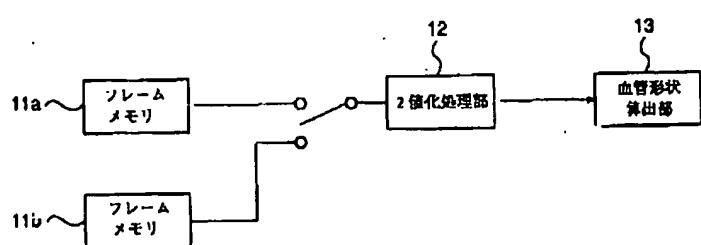
【図7】



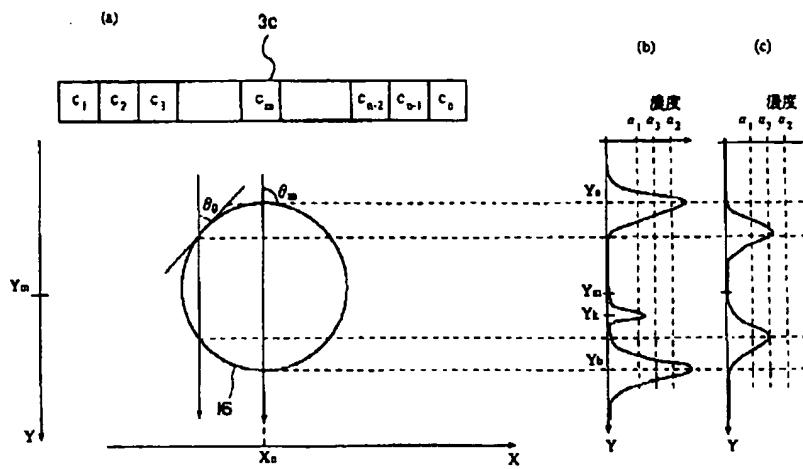
【図11】



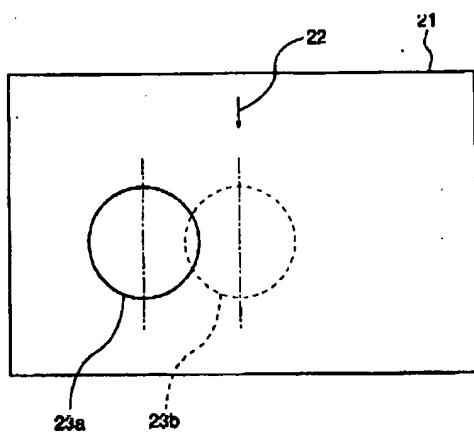
【図3】



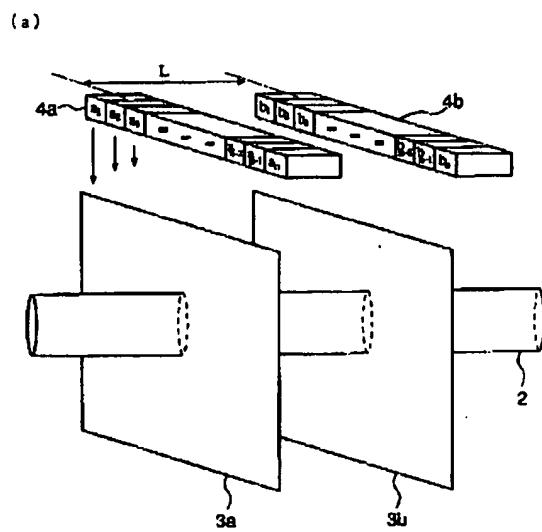
【図6】



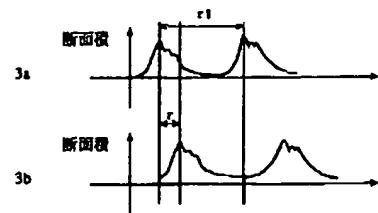
【図8】



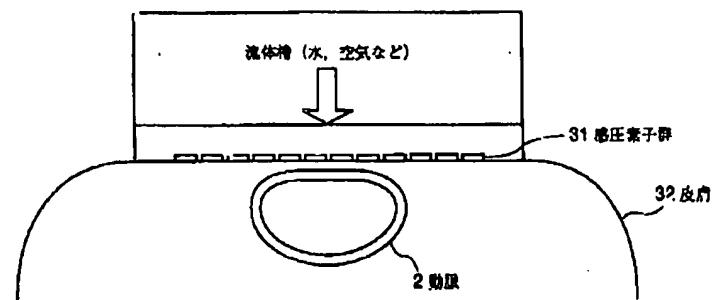
【図9】



(b)

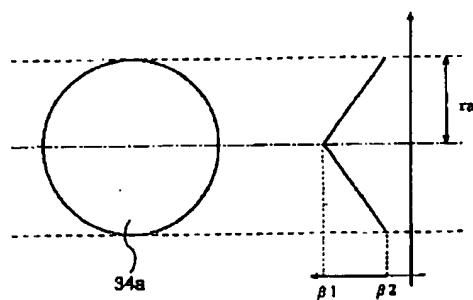


【図10】

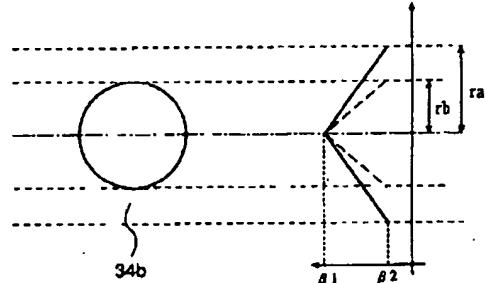


【図12】

(a)



(b)



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

GRAY SCALE DOCUMENTS

LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.